

Stefan Odenbach

Biodistribution magnetischer Nanopartikel in der Krebstherapie

1 Einleitung

Magnetische Flüssigkeiten – Ferrofluide – haben seit ihrer erstmaligen Herstellung vor mehr als 40 Jahren [1] eine intensive technologische Entwicklung durchgemacht, die sie zu einem häufig verwendeten Bestandteil moderner Alltagsgeräte macht. Die wesentliche Besonderheit, die sowohl das Interesse an Ferrofluiden an sich hervorruft als auch ihre technischen Einsatzbereiche bedingt, ist die Möglichkeit, die Eigenschaften und die Strömungen dieser Fluide durch schwache magnetische Felder wesentlich zu beeinflussen. Diese magnetische Kontrollierbarkeit ist in der mikroskopischen Beschaffenheit des Materials begründet – es handelt sich um Suspensionen magnetischer Nanopartikel mit einem Durchmesser von rund 10 nm in geeigneten, auf den jeweiligen Verwendungszweck abgestimmten Trägerflüssigkeiten. Aufgrund ihrer geringen Größe verhalten sich die einzelnen Teilchen als thermisch bewegte magnetische Dipole in der Trägerflüssigkeit. Durch eine an die Trägerflüssigkeit angepasste Beschichtung kann verhindert werden, dass sie miteinander verklumpen, und man erhält eine stabile Suspension, die sich makroskopisch als homogene Flüssigkeit – allerdings mit zusätzlichen Eigenschaften – beschreiben lässt. In Gegenwart magnetischer Felder werden die magnetischen Momente der einzelnen Partikel in Feldrichtung ausgerichtet und die Flüssigkeit als Ganzes wird damit magnetisiert. In einem räumlich variablen Magnetfeld erfährt das magnetisierte Fluid eine magnetische Kraft, die als zusätzliche Kraftwirkung in die bekannten strömungs-

mechanischen Grundgleichungen eingebracht und für die Kontrolle der Strömung des Ferrofluids eingesetzt werden kann. Um diese magnetische Kraftwirkung zu veranschaulichen, zeigt Bild 1 ein handelsübliches Ferrofluid, das von einem kleinen Elektromagneten, entgegen der Schwerkraft, nach oben gezogen wird und eine charakteristische – von der Feldgeometrie, der Oberflächenspannung des Fluids und der Schwerkraft bestimmte – Stachelstruktur bildet.

Die Möglichkeit, mit einfachen Mitteln eine regelbare Kontrolle über magnetische Felder auszuüben, hat in den vergangenen Jahrzehnten zur Entwicklung von Anwendungen geführt, die teilweise große Bedeutung im Alltagsleben gewonnen haben. Klassische Beispiele hierfür sind die Kühlung von Lautsprechern oder die Dichtung von Drehdurchführungen, beispielsweise in Festplattenlaufwerken¹.

In den vergangenen Jahren ist zur Arbeit an technischen Anwendungen die Forschung an biomedizinischen Einsatzmöglichkeiten magnetischer Kolloide hinzugekommen. Diese Bemühungen – und die Bedeutung interdisziplinärer Zusammenarbeit für die zielgerichtete Entwicklung derartiger neuer Einsatzfelder eines komplexen Materials – sind der Kerngegenstand dieses Beitrags. Dabei werden zunächst einige wichtige Konzepte zur biomedizinischen Anwendung von Ferrofluiden erläutert und die zentralen Anforderungen an die

Suspensionen magnetischer Nanopartikel – sogenannte Ferrofluide – haben in den vergangenen Jahren große Bedeutung bezüglich ihrer technischen Anwendung gewonnen. Parallel zur Entwicklung des technischen Einsatzes wird auch seit langer Zeit die Möglichkeit einer Verwendung in der Krebstherapie diskutiert. Allerdings haben Tierversuche gezeigt, dass für den erfolgreichen Übergang in klinische Studien noch wesentliche offene Fragen geklärt werden müssen, wobei die Biodistribution der magnetischen Partikel im Tumor und im gesamten behandelten Organismus eine der zu klärenden Kernfragen darstellt. Normalerweise werden hierfür histologische Schnitte durchgeführt, die jedoch nur lokale, zweidimensionale Informationen liefern. Einen detaillierten Einblick in die Verteilung bietet die Röntgen-Mikrotomografie, deren Einsatz bereits eine Reihe wesentlicher Erkenntnisse in diesem Zusammenhang erbracht hat.

Suspensions of magnetic nanoparticles – commonly called ferrofluids – are nowadays widely used in technical applications. Parallel to this development, it has been discussed for a long time whether these fluids could be used in cancer treatment. In this context, animal experiments have shown that there are still a number of fundamental questions to be clarified before proceeding to clinical tests. One of these points concerns determination of the biodistribution of the magnetic particles, both in the tumour tissue and in the organism as a whole. The standard determination method involves histological sections, but this provides only local, two-dimensional information. A much more detailed insight into the distribution of the particles can be obtained by means of x-ray microtomography, a method which has meanwhile already provided extensive and valuable information in this context.

¹ Für weitere Informationen zu Ferrofluiden und ihren Anwendungen siehe zum Beispiel [2 bis 4].



Bild 1. Ein Ferrofluid unter Einwirkung eines Magnetfelds – durch die Feldwirkung wird das Fluid entgegen der Schwerkraft angezogen und formt am Polschuh des Magneten eine charakteristische Stachelstruktur. Dabei bleiben seine Flüssigkeitsseigenschaften unverändert erhalten.

Flüssigkeiten definiert. In diesem Zusammenhang werden insbesondere die noch existierenden Problemfelder deutlich, deren Lösung fundamentale Voraussetzung für eine klinische Anwendung von Ferrofluiden ist. Im Anschluss daran werden aktuelle Arbeiten an der Professur für Magnetofluidodynamik der TU Dresden vorgestellt, die helfen sollen, einzelne kritische Fragestellungen der Therapiekonzepte quantitativ zu beleuchten.

2 Biomedizinische Anwendungen von Ferrofluiden

Für den biomedizinischen Einsatz eines Ferrofluids ist zunächst die Biokompatibilität der Flüssigkeit von fundamentaler Bedeutung. Dabei sind alle drei Kernkomponenten – das magnetische Material der Partikel, ihre Oberflächenbeschichtung und die Trägerflüssigkeit – sowohl als Einzelmaterial als auch als kombiniertes komplexes System zu beachten. Als magnetisches Material der Partikel wird standardmäßig Magnetit, Fe_3O_4 , eingesetzt, der auch in nanopartikulärer Form – als Kontrastmittel – Medikamentenzulassung hat. Bei den möglichen Trägerflüssigkeiten ist die Auswahl naturgemäß auf Wasser beschränkt. Schwierig ist im Prinzip die Suche nach einer geeigneten Oberflächenbeschichtung, welche die Partikel vor einer Agglomeration schützen kann. Aus Sicht der Biokompatibilität der Fluide bieten sich nur Zucker- oder Stärkemoleküle als Beschichtung an. Verwendet man solche, so ist die Biokompatibilität aller drei Kernkomponenten des Fluids gewährleistet. Allerdings ergeben sich nicht unerhebliche Probleme mit dem Fluid als Gesamtsystem. Diese Schwierigkeiten beruhen auf der Tatsache, dass die Bindung der Dextran- oder Stärkemoleküle an die magnetischen Partikel

bei Weitem nicht so stabil ist wie beispielsweise die Bindung von Ölsäuremolekülen in technischen Ferrofluiden. Das hat zur Folge, dass biokompatibel stabilisierte Ferrofluide im Laufe der Zeit altern und sich wachsende Agglomerate der Partikel bilden, die zu schwerwiegenden biomedizinischen Problemen führen – eine Fragestellung, die wir im Folgenden noch näher beleuchten müssen. Im Laufe des Gesamtprozesses der biomedizinischen Anwendung eisenbasierter Nanopartikel wird in der aktuellen Forschung zurzeit davon ausgegangen, dass die Partikel am Ende in der Leber umgesetzt werden.

Für die weitere Diskussion an dieser Stelle ist nur wichtig zu wissen, dass man in der Lage ist, magnetische Suspensionen herzustellen, die grundsätzlich für biomedizinische Therapieansätze eingesetzt werden können, deren langzeitige Stabilität aber für die therapeutische Anwendung noch erhebliche Fragestellungen aufwirft. Die Suche nach Möglichkeiten, stabilere biokompatible Ferrofluide zu synthetisieren, ist ein aktuelles Thema chemischer Forschung.

Unter der Voraussetzung, dass die magnetischen Flüssigkeiten *in vivo* einsetzbar sind, ergeben sich zwei wesentliche therapeutische Ansätze für ihren Einsatz in der Krebstherapie. Neben diesen beiden Möglichkeiten sind auch andere Einsatzformen magnetischer Suspensionen sowohl für die Krebstherapie als auch für weitere, mit konventionellen Methoden schwer oder nicht zugängliche medizinische Probleme (z. B. [5, 6]) Gegenstand aktueller Untersuchungen.

Um in der Krebstherapie die besonderen Eigenschaften magnetischer Suspensionen – insbesondere die Möglichkeit, sowohl die Teilchen an sich als auch die ganze Flüssigkeit magnetisch zu beeinflussen – einzusetzen, wurden in den letzten Jahren zwei grundlegende Ansätze intensiv bis hin zu Tierversuchen und ersten klinischen Studien vorangetrieben. Bei der ersten Methode nutzt man die magnetischen Partikel in der Suspension als Trägervehikel für den gezielten Transport und die Lokalisierung von Medikamenten. Dazu werden im Falle des krebstherapeutischen Ansatzes Chemotherapeutika an die Oberflächenbeschichtung der Partikel gebunden. Spritzt man die so modifizierte Suspension in die vasculäre Versorgung des zu behandelnden Tumors ein, so kann ein geeignetes, auf dem Tumor platziertes Magnetfeld dafür sorgen, dass sich die magnetischen Partikel, die das Chemotherapeutikum tragen, im Tumor anreichern. Damit ist prinzipiell eine lokale Chemotherapie mit stark erhöhter Medikamentenkonzentration im Tumor und signifikant reduzierten Nebenwirkungen möglich. In Tierversuchen konnte bereits gezeigt werden, dass dieses – als magnetisches „drug targeting“ bekannte – Verfahren extrem hohe Tumorremissionsraten ermöglicht [7].

Das zweite Verfahren beruht auf der Tatsache, dass Tumorgewebe durch Erwärmung empfindlicher für andere Therapien wird bzw. dass eine Erwärmung auf Temperaturen über $55\text{ }^\circ\text{C}$ zu einer effektiven Zerstörung des Gewebes und damit des Tumors führt. Die magnetischen Nanopartikel, die wiederum in Form einer Suspension in Wasser zum Einsatz kommen, dienen dabei als lokalisierte, von außen steuerbare Wärmequelle. Dafür werden die Partikel entweder direkt in den Tumor injiziert [8] oder – was eine Beschädigung des Tumors und die damit verbundene Möglichkeit, dass sich Tumorzellen über gesundes Gewebe weiterverbreiten, verhindert – mittels biologischer Marker im Tumorgewebe angereichert [9]. Bringt man dann das entsprechend behandelte Gewebe in ein magnetisches Wechselfeld, so führt die permanente Ummagnetisierung

der Partikel zu einer Energiedeposition, die sich in einer Erwärmung des Gewebes äußert. Bei der magnetischen Hyperthermie [8] werden dabei Temperaturen von ca. 45 °C für Behandlungszeiträume von ca. einer Stunde angestrebt, die nachfolgende Behandlungen mittels Chemotherapie oder Bestrahlung effektiver machen. Bei der magnetischen Thermoablation [9] müssen dagegen für einige Minuten Temperaturen oberhalb 55 °C erzielt werden, um die behandelten Zellen abzutöten.

Beide Verfahren sind bereits in Tierversuchen, im Falle der magnetischen Hyperthermie sogar schon in einer ersten klinischen Studie, getestet worden. Es konnte gezeigt werden, dass es sich um vielversprechende neue Therapieansätze handelt. Allerdings sind für beide Ansätze neben der Frage der kolloidalen Stabilität der Suspensionen weitere grundlegende Fragen zu klären, um therapeutische Erfolge sicher und vorhersagbar zu machen. Die dabei wohl wichtigste Frage betrifft die Lokalisierung der applizierten Partikel sowohl im Tumorgewebe als auch im gesamten behandelten Organismus. Bei der Hyperthermie hängt die erzielbare Erwärmung fundamental von der Anreicherung der Partikel im zu behandelnden Gewebe ab und auch beim „drug targeting“ ist die Frage, ob die Partikel – und mit ihnen das Chemotherapeutikum – im Tumor angereichert werden können, das Schlüsselproblem für einen therapeutischen Erfolg. Hinzu kommt, dass eine freie Verteilung der Partikel im vaskularen System des behandelten Organismus

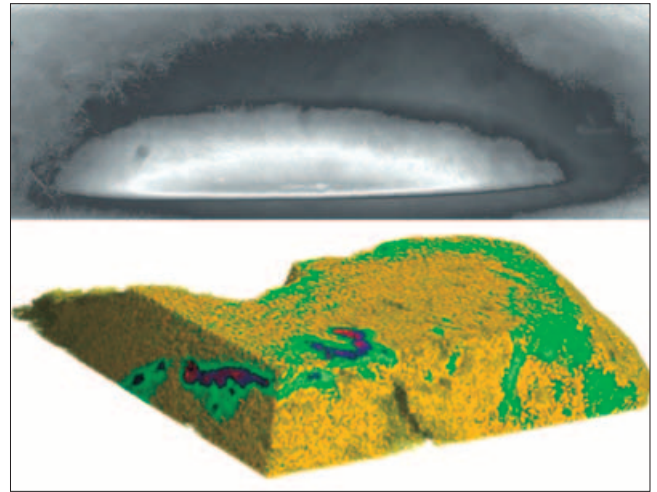


Bild 2. Radiogramm (oben) und Tomogramm (rechts) eines 1,2 mm hohen Ausschnitts eines mit magnetischem „drug targeting“ behandelten Tumors. Beim Radiogramm ist – insbesondere durch die räumlich stark variierende Intensität des Synchrotronstrahls – nur der Probenbereich, nicht jedoch die Detailstruktur der Probe zu erkennen. Erst durch die Rekonstruktion der dreidimensionalen Dichteverteilung erhält man die gesuchte Strukturinformation. Dabei gibt die Farbskala im Tomogramm die Konzentration magnetischer Partikel wieder, wobei gelb für das Gewebe steht und der Verlauf von grün über blau nach rot die steigende Konzentration magnetischer Partikel indiziert.

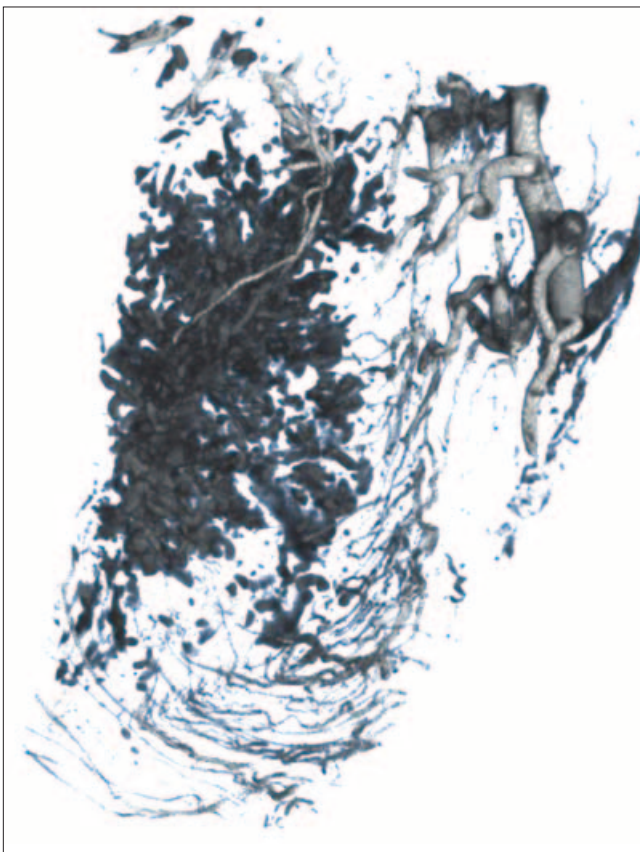


Bild 3. Tomogramm eines mit magnetischem „drug targeting“ behandelten Tumors. In dem Tomogramm wurde das Gewebe mittels Bildverarbeitung ausgeblendet, sodass nur noch die mit magnetischen Partikeln angereicherten Bereiche zu sehen sind. Deutlich ist sowohl das mit Partikeln gefüllte vaskuläre System als auch die Anreicherung von Teilchen im Gewebe am linken Rand des Tumors zu erkennen, die durch die Kraftwirkung des zum „targeting“ eingesetzten Magneten erzeugt wird.

das Risiko einer Agglomeration der Partikel im Laufe der Zeit und damit verbunden die Gefahr einer Embolie deutlich erhöht. In der normalen medizinischen Praxis wird die Anreicherung der Partikel in bestimmten Gewebereichen durch histologische Schnitte mit entsprechenden Färbetechniken untersucht. Dieses Verfahren hat naturgemäß den Nachteil, dass es nur sehr lokale Informationen liefert, die durchaus nicht die gesamtheitliche Situation beschreiben müssen. An dieser Stelle eröffnen sich nun aus der modernen Messtechnik neuartige Methoden. Dabei stellt die Quantifizierung der Partikel in Gewebeproben aus Tierversuchen durch die Röntgenmikrotomografie ein Thema für die aktuelle Grundlagenforschung dar. Zusätzlich wird auch die Entwicklung klinisch-diagnostischer Verfahren mittels magnetischer Methoden intensiv verfolgt, da dies für eine spätere klinische Anwendung unverzichtbar sein wird.

Die Möglichkeiten, die Entwicklung derartiger neuer Therapieansätze mit ingenieurwissenschaftlichen Methoden zu unterstützen, sind aber nicht auf messtechnische Fragestellungen beschränkt. Vielmehr fallen ganz grundlegende Probleme wie die Veränderung der Strömung der magnetischen Suspension im vaskularen System unter Magnetfeldeinfluss beim magnetischen „drug targeting“ oder die Wärmeausbreitung und der Wärmeabtransport bei thermischen Verfahren in die Kompetenz der Strömungsmechanik und Thermodynamik.

Diese interdisziplinäre Zusammenarbeit von der Synthese geeigneter Suspensionen über Physik und Ingenieurwissenschaften zum Verständnis der grundlegenden Prozesse bis zur medizinischen Anwendung war in den vergangenen Jahren Gegenstand des von der Deutschen Forschungsgemeinschaft (DFG) geförderten Schwerpunktprogramms „Kolloidale magnetische Flüssigkeiten“ und hat in diesem Rahmen wesentliche Fortschritte erbracht [10]. Einige Beispiele, die den messtechnischen Aspekt der Lokalisierung der Partikel im Gewebe betreffen, sollen im Weiteren näher betrachtet werden.

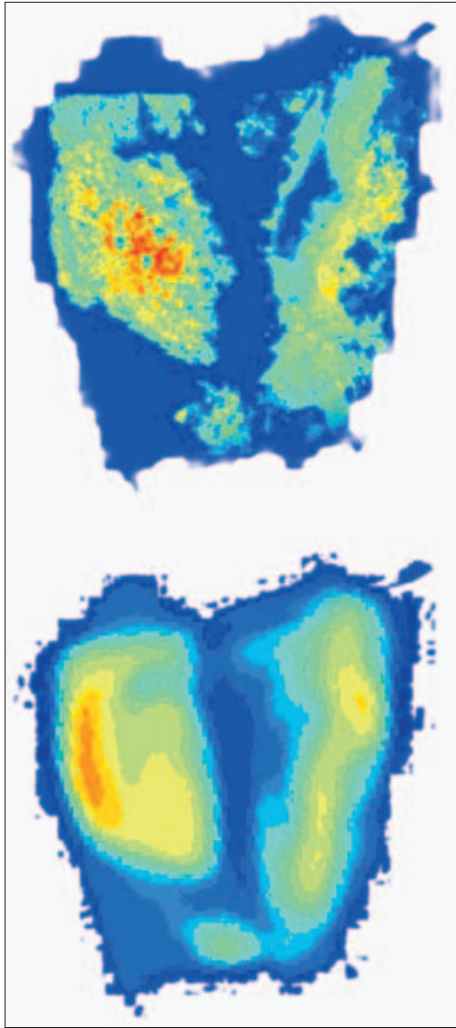


Bild 4. Vergleich von Labor- (unten) und Synchrotrontomografie (oben). Beide Bilder zeigen zweidimensionale Schnitte durch Tomogramme einer Tumorphase mit ca. 5 mm Durchmesser. Die Farbskala gibt von blau über grün nach gelb und rot den Verlauf vom Gewebe zu immer stärker mit Partikeln angereicherten Regionen wieder.

3 Die Biodistribution magnetischer Partikel

Die Biodistribution stellt einen der entscheidenden Schlüssel zu einer erfolgreichen Entwicklung therapeutischer Verfahren auf Basis magnetischer Nanopartikel dar. Dabei muss man zwei verschiedene Fragestellungen unterscheiden: Einerseits ist es für die Forschung von großer Bedeutung, die dreidimensionale räumliche Verteilung der Partikel im Gewebe mit möglichst guter Auflösung zu kennen, um zum Beispiel den Einfluss unterschiedlicher Applikationstechniken untersuchen zu können. Andererseits wird eine spätere klinische Anwendung ein einfaches und den Patienten nicht belastendes Nachweisverfahren für die Partikel erfordern.

Wenn man zunächst den Forschungsaspekt betrachtet, so stellt die Röntgenmikrotomografie einen Zugang zu dieser Fragestellung dar, der – für Gewebeprobe – alle geforderten Informationen liefert. Bei der Röntgenmikrotomografie wird die zu untersuchende Probe wie bei einer konventionellen Röntgenaufnahme durchstrahlt und man erhält ein Absorptionssbild, das die Mittelung der Materialdichte längs des Strahlweges wiedergibt. Um von dieser zweidimensio-

nalen gemittelten Information auf die dreidimensionale Dichteverteilung – und damit auf die Verteilung der magnetischen Partikel im Gewebe – zu kommen, werden entsprechende Absorptionssbilder aus vielen verschiedenen Blickrichtungen aufgenommen. Durch geeignete Rekonstruktionsalgorithmen, die im Kern auf den österreichischen Mathematiker J. RADON [11] zurückgehen, kann aus diesem Satz von Bildern eine dreidimensionale Repräsentation des Objekts erstellt werden, die im Falle der Röntgentomografie die Dichteverteilung wiedergibt. Bild 2 zeigt als Beispiel im oberen Teil eine radiografische Aufnahme eines mit magnetischem „drug targeting“ behandelten Tumors und im unteren Teil das aus vielen derartigen Bildern rekonstruierte dreidimensionale Abbild des Tumors. In der Rekonstruktion zeigen die gelben Bereiche das Gewebe, während der Farbverlauf von grün über blau zu rot steigende Partikelkonzentrationen wiedergibt. Die Aufnahmen wurden mit Synchrotronstrahlung mit der an der Professur für Magneto-fluiddynamik der TU Dresden entwickelten Tomografiekamera des DiTO-Experiments an der HARWI-II beamline, Hasylab, Hamburg aufgenommen. Mit modernen Methoden digitaler Bildverarbeitung können aus derartigen Datensätzen detaillierte Informationen zum Beispiel über die räumliche Verteilung der Partikel gewonnen werden. Aber schon ohne eine weitergehende Analyse liefert das dreidimensionale Bild (Bild 2) interessante Informationen über die Teilchenverteilung im Tumorgewebe. Einerseits ist zu erkennen, dass eine besonders hohe Konzentration magnetischer Partikel im vaskulären System des Tumors, hier insbesondere in der zentralen, in der Bildmitte erkennbaren Ader, auftritt. Zusätzlich ist aber eine Anreicherung der Teilchen in jenem Bereich des Tumorrandes, der dem für das magnetische „drug targeting“ eingesetzten Magneten zugewandt war, zu erkennen. Dies wird noch deutlicher, wenn man das dreidimensionale Gesamtbild eines derart behandelten Tumors betrachtet und das Gewebe ausblendet, so dass nur noch die Anreicherungen der magnetischen Partikel zu sehen sind, wie dies in Bild 3 der Fall ist. Auch hier sind die hohe Teilchenkonzentration im vaskulären System und die Wolke der ins Gewebe übergetretenen Partikel im Bereich starker Magnetfelder zu erkennen. Die Tatsache, dass die Partikel hier deutlich im Gewebe angereichert wurden, ist für die therapeutische Effizienz des Verfahrens von großer Bedeutung und konnte mittels Röntgenmikrotomografie erstmals nachgewiesen werden [12].

Es muss bei diesen Untersuchungen aber beachtet werden, dass Zeiten für Experimente mit Synchrotronstrahlung nur sehr begrenzt zur Verfügung stehen. Daher ist es bei derartigen Untersuchungen wichtig zu wissen, inwieweit Labortomografiegeräte mit geringerer räumlicher Auflösung und polychromatischer Strahlung eingesetzt werden können, um Reihenuntersuchungen zu ermöglichen. Um diese Frage zu klären, haben wir Vergleichsexperimente an der hauseigenen Labortomografie und der Synchrotrontomografie in Hamburg durchgeführt. Bild 4 zeigt Schnitte der gleichen Ebene durch Tomogramme eines mit magnetischen Partikeln behandelten Tumors, die einmal mit Labortomografie (unten) und einmal mit Synchrotrontomografie (oben) aufgenommen wurden. Deutlich ist der durch die bessere Auflösung bedingte größere Detailreichtum der Synchrotronaufnahme zu sehen. Gleichzeitig ist aber auch zu erkennen, dass die globale Partikelverteilung auch mit der Labortomografie ermittelt werden kann. Damit ist es möglich, grundsätzliche Vergleiche unterschiedlicher Applikationsformen magnetischer Nanopartikel aus der leicht verfügbaren Labortomografie zu gewinnen und dann

die Strahlzeit an der Synchrotronanlage für eine detaillierte Analyse ausgewählter Proben einzusetzen.

Danksagung

Dank gebührt der Deutschen Forschungsgemeinschaft für die Unterstützung unserer Arbeiten an magnetischen Flüssigkeiten und zur Röntgenmikrotomografie sowohl im Schwerpunktprogramm 1104 „Kolloidale magnetische Flüssigkeiten“ als auch in verschiedenen Normalverfahrensprojekten.

Literatur

- [1] Papell, S. S.: Low viscosity magnetic fluid obtained by the colloidal suspension of magnetic particles. 1964
- [2] Rosensweig, R.: Ferrohydrodynamics. Cambridge/New York: Cambridge University Press, 1985
- [3] Berkovsky, B. M.; Bashtovoy, V.: Magnetic fluids and applications handbook. New York/Wallingford (UK): begell house, inc., 1996
- [4] Odenbach, S.: Ferrofluids. In: Handbook of Magnetic Materials. Bd. 16. Amsterdam/Boston/Heidelberg: Elsevier B. V., 2006
- [5] Clement, J. H.; Schwalbe, M.; Buske, N.; Wagner, K.; Schnabelrauch, M.; Görnert, P.; Kliche, K. O.; Pachmann, K.; Weitschies, W.; Höffgen, K.: Differential interaction of magnetic nanoparticles with tumor cells and peripheral blood cells. In: J. Cancer Res. Clin. Oncol. (2006) 132, S. 287 – 292

- [6] Hayden, M. E.; Häfeli, U. O.: 'Magnetic bandages' for targeted delivery of therapeutic agents. In: Journal of Physics/Condensed Matter **18** (2006) 38, S. 2877 – 2893
- [7] Alexiou, C.; Jurgons, R.; Seliger, C.; Brunke, O.; Iro, H.; Odenbach, S.: Delivery of superparamagnetic nanoparticles for local chemotherapy after intraarterial infusion and magnetic drug targeting. In: Anticancer Research (2007) 27
- [8] Johannsen, M.; Thiesen, B.; Jordan, A.; Taymoorian, K.; Gneveckow, U.; Waldofner, N.; Scholz, R.; Koch, M.; Lein, M.; Jung, K.; Loening, S. A.: Magnetic fluid hyperthermia (MFH) reduces prostate cancer growth in the orthotopic dunning R3327 rat model. In: Prostate **64** (2005), S. 283 – 292
- [9] Hilger, I.; Polloczek, S.; Fritsche, C.; Hiergeist, R.; Roskos, M.; Hergt, R.; Kaiser, W. A.: Targeted magnetic heating to tumors: an in vitro feasibility study. In: European Radiology **14** (2004) Supl. 2, S. 331
- [10] Odenbach, S. (Hrsg.): Special issue on Ferrofluids. In: Journal of Physics/Condensed Matter **38** (2006) 18
- [11] Radon, J.: Über die Bestimmung von Funktionen durch Integralwerte längs gewisser Mannigfaltigkeiten. In: Ber. Verh. Sächs. Akad. Wiss. Leipzig, Math-Nat. **69** (1917), S. 262 – 277
- [12] Brunke, O.; Odenbach, S.; Jurgons, R.; Alexiou, C.; Hilger, I.; Beckmann, F.: Determination of the magnetic particle distribution in tumour tissue by means of x-ray tomography. In: Journal of Physics/Condensed Matter **18** (2006) 38, S. 2903 – 2919

Manuskripteingang: 2.11.2007

Angenommen am: 18.1.2008



Odenbach, Stefan

Prof. Dr. rer. nat. habil.

Studium Physik von 1983 bis 1989 an der Universität Köln und Universität München ♦ 1993 Promotion zum Dr. rer. nat. ♦ 2002 Habilitation zum Dr. rer. nat. habil. ♦ seit 2005 Professor für Magnetoﬂuidynamik am Institut für Strömungsmechanik, Fakultät Maschinenwesen der TU Dresden